Eine Platinelektrode mit Kunststofftauchüberzug zur Messung des Sauerstoffdruckes im Vollblut

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin, Chirurgie und Geburtshilfe einer
Hohen Medizinischen Fakultät der
Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen

Vorgelegt
von
WINFRIED REINHARDT
aus Bad Cannstatt

1962

7057

Eine Platinelektrode mit Kunststofftauchüberzug zur Messung des Sauerstoffdruckes im Vollblut

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin, Chirurgie und Geburtshilfe einer
Hohen Medizinischen Fakultät der
Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen

Vorgelegt
von
WINFRIED REINHARDT
aus Bad Cannstatt

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Dekan: Professor Dr.Tonutti
1.Berichterstatter: Professor Dr.Bartels
2.Berichterstatter: Professor Dr.Brecht

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	1
Methodik	2
Die Apparatur	2
Durchführung der Messung	5
Eichung	6
Ergebnisse	6
Diskussion	11
Zusammenfassung	12
Literaturverzeichnis	14

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549606_0095

Einleitung

Die Kenntnis des Sauerstoffdruckes im Blut gewinnt bei physiologischen und pathologischen Problemen zunehmend an Bedeutung. Die indirekte Ermittlung des Sauerstoffdruckes aus der Sauerstoffsättigung und dem pH-Wert des Blutes auf Grund der Sauerstoff-Dissoziationskurven ist im arteriellen Blut auf jeden Fall und im venösen häufig zu ungenau. Schon frühzeitig wurde deshalb eine direkte Messung des Sauerstoffdruckes versucht.

Die Äquilibrierung des Blutes mit einer Gasphase und die nachfolgende Analyse der Gaszusammensetzung geht auf PFLÜGER und seine Schüler WOLLBERG[21,22] STRASSBURG[19] und NUSSBAUM[14] zurück. Über Verbesserungen von BOHR[3] und FREDERICQ[7] gelangte KROGH[9,10] zu seinem "Aerotonometer", das im Tierversuch bei ausreichender Blutmenge zufriedenstellende Ergebnisse lieferte. Von RILEY, PROEMMEL und FRANKE[15] wurde dieses Verfahren so verbessert, daß das Blut-Gas-Verhältnis 70:1 erreicht wurde und eine Analyse nur 2-5 ml Blut erforderte. Diese Methode hat bisher die weiteste Verbreitung gefunden. Ihr größter Nachteil ist die große, technische Schwierigkeit. WIESINGER[20] versuchte deshalb den Sauerstoffdruck mit der Quecksilbertropfelektrode nach dem polarometrischen Prinzip im Vollblut zu bestimmen. Dies war jedoch nur in hämoglobinfreien Lösungen möglich.

BARTELS[1] hat durch Anwendung eines potentiometrischen Verfahrens, die Quecksilbertropfelektrode zur Sauerstoffdruckmessung auch im Vollblut direkt anwenden können. Dies ist die einzige elektro-chemische Methode zur Analyse des Sauerstoffdruckes, die Verbreitung gefunden hat. Der Nachteil dieser Methode ist, daß die Eichungen von Blut zu Blut häufig schlecht reproduzierbar sind. Man muß deshalb für jede Blutprobe eine neue Eichkurve aufstellen, wenn man die optimale Ganauigkeit der Elektrode ausnützen will. Auch die blanke Mehrdraht-Platinelektrode[13] erfordert diesen Aufwand. Um diesen Nachteil auszuschalten, schienen Kollodium-[6] und Kunststoffüberzüge[4, 8, 17] auf Platinelektroden geeignet. Die bisherigen Versuche zeigten zwar, daß die Eichkurvenveränderungen von Blut zu Blut erheblich geringer als bei der potentiometrischen Methode sind; die Verschiebungen sind aber immer noch zu groß, um auf eine jeweilige Eichkurvenaufstellung verzichten zu können. Der Vorteil

der gegenwärtig bekannten Platinelektroden[4, 5, 6, 8, 13, 17, 18] gegenüber dem potentiometrischen Verfahren besteht darin, daß ohne Quecksilber gearbeitet wird und die manchmal auftretende Schwierigkeit eine konstante Tropfenfolge zu erreichen, umgangen wird.

Die bisher am meisten verwendete Platinelektrode mit Überzug nach CLARK[4, 5] und ihre in vielen Laboratorien vorgenommenen Modifikationen haben noch folgende Nachteile: Abhängigkeit der Elektrode vom mechanischen Druck und der Rührfrequenz, Inaktivierung der Platinoberfläche und komplizierte, nur in Speziallaboratorien herstellbare Konstruktionen. Die für die Messung erforderliche Konvektion des Blutes ergibt einen weiteren technischen Aufwand. Wir haben deshalb eine Elektrode entwickelt, die diese Nachteile nicht hat. Sie ist bereits im Routinebetrieb bei Patienten und bei Tierversuchen erprobt worden.

Methodik

Die Apparatur besteht aus einer Analysenzelle, der elektrischen Meßanordnung und einer Äquilibriereinrichtung.
Die Analysenzelle kann im Wasserbad des Thermostaten untergebracht oder mit einem Glasmantel umgeben werden, der von einem Durchflußthermostaten gespeist wird (Abb. 1)
In die Meßkammer der Analysenzelle münden schräg nach oben zwei Öffnungen, die sich nach außen konisch erweitern. Diese Öffnungen dienen zur Einführung der Meß- bzw. Bezugselektrode.
Die Meßelektrode wird aus einem oder mehreren Platindrähten (0,1-1,0 mm ∅) hergestellt, die vor dem Einschmelzen in Biegeglas mit verdünnter Salzsäure und Alkohol gereinigt werden, damit keine Luftblasen am Metall haften. (Abb. 2). Die Stirnfläche der Elektrode wird mit feinem Schmirgelpapier so lange bearbeitet, bis der Platindraht als kreisrunde Scheibe auftritt und eine kuppenförmige Spitze entsteht. Als Überzug für die Elektrode hat sich nach Versuchen mit Nitrocelluloselack und Polyäthylen am besten eine 1 - 10%ige Lösung von Polystyrol[+] in Tetrachlorkohlenstoff bewährt[++].
Man geht folgendermaßen vor: Die Elektrode wird ca. 1 cm tief in die Überzugslösung eingetaucht und danach wird, um nicht zu dicke Überzüge zu erhalten, ein Teil der Lösung abgeschleudert. Wir trocknen die Elektrode hängend bei 40-60°C mehrere Stunden. Der Überzug muß glänzend und durchsichtig sein. Ein geeigneter hochelastischer Gummischlauch wird nun über die Elektrode so aufgezogen, daß sie gut in die dazu vorgesehene Öffnung der Meßkammer eingepaßt werden kann. Die Elektrode ist nach 1-3 Tagen Aufbewahrung in aqua dest. meßbereit.

+ Hersteller: Badische Anilin- und Sodafabrik Ludwigshafen; Polystyrol III B glasklar, 003 Körnung 1b.

++Herrn Dr. H. Bürger, Stipendiat der Deutschen Forschungsgemeinschaft, danken wir für die Erprobung der Überzüge.

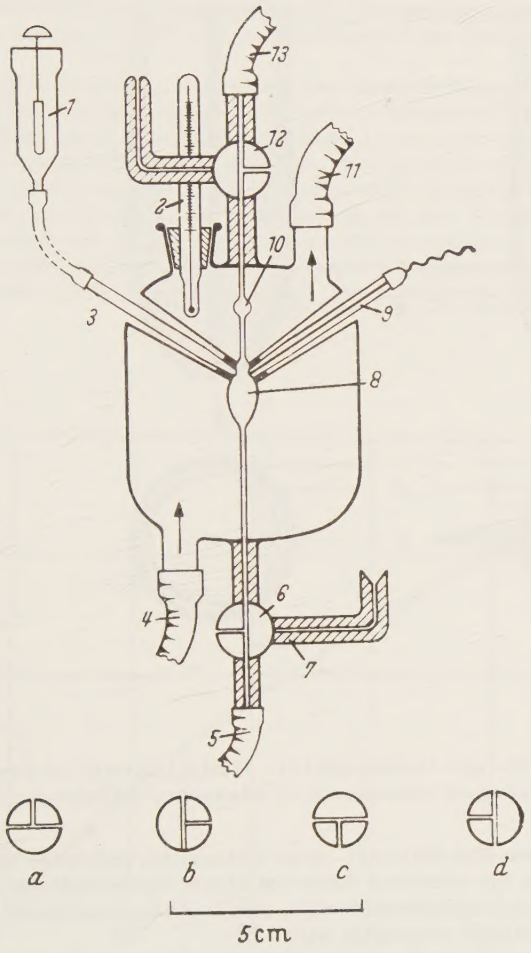

Abbildung 1: O_2-Druckmeßanordnung im Durchflußthermostantengefäß mit polystyrolüberzogener Platinelektrode und mit Bezugselektrode. 1 Bezugselektrode (+), 2 Thermometer, 3 Glasrohr mit Keramikdiaphragma (mit gesättigter KCl gefüllt), 4 Wassereinlauf vom Thermostaten, 5 Wasserstrahlpumpe, 6 Dreiwegehahn 2, 7 Bluteinfüllstutzen, 8 Meßkammer, 9 Platinelektrode mit Überzug 10 Erweiterung zum Auffangen von Luftblasen, 11 Wasserrücklauf, 12 Dreiwegehahn 1, 13 Zufluß für aqua dest.

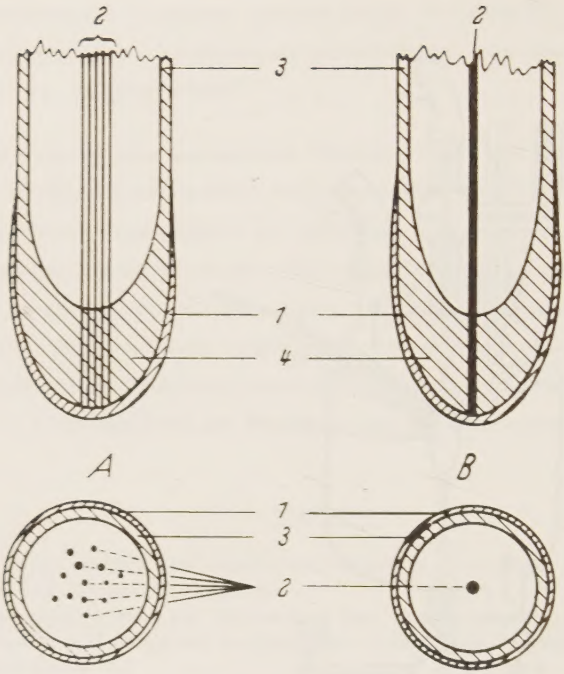

Abbildung 2: Eindraht (B)- und Mehrdraht (A)- Platinelektrode im Längs- und Querschnitt. 1 Überzug, 2 Platindraht, 3 Glasrohr, 4 Glas.

Die Bezugselektrode kann eine Kalomel- oder Chlorsilberelektrode sein. Wir verbinden sie mit einem am vorderen Ende von einem Keramikdiaphragma abgeschlossenen Rohr, das in die Meßkammer, wie in Abb. 1 dargestellt, ebenfalls mit einem Gumminippel eingesetzt wird.
Die Meßkammer hat eine ellipsoide Form. Das Einsetzen der Elektroden mit Hilfe der Gummidichtungen in die beiden seitlichen Öffnungen muß so geschehen, daß beim Einfüllen der Meßflüssigkeit über Dreiwegehahn 2 keine Luftblasen in Elektrodennähe haften bleiben. Die Meßkammer setzt sich nach oben und unten capillar fort. Im oberen Teil befindet sich eine kleine kugelförmige Erweiterung. Die capillaren Teile enden in Dreiwegehähnen. An Hahn 2 ist die Wasserstrahlpumpe, an Hahn 1 ein Zufluß für aqua dest. fest angeschlossen. Ein Thermometer ermöglicht die Kontrolle der Thermostatentemperatur. Die Analysenzelle ist auf einem Stativ montiert.
Die elektrische Meßanordnung. Mit Hilfe einer Spannungsteilerschaltung werden von einer Spannungsquelle 0,55 Volt, die von einem Voltmeter angezeigt werden,

abgegriffen. Der negative Pol wird über ein Galvanometer (6,45 x 10^{-10} Amp/mm/m/, 8170 Ohm Eingangswiderstand) an die Platinelektrode geführt, der positive an die Bezugselektrode.

Die Äquilibriereinrichtung. Wir verwenden hierzu Kugeltonometereinheiten, die andernorts ausführlich beschrieben sind[11]. Sie befinden sich in dem Thermostatengefäß, aus dem auch der Thermostatenmantel der Analysenzelle gespeist wird.

Durchführung der Messung. Außerhalb der Meßzeit bleibt die Kammer mit aqua dest. gefüllt. Erfahrungsgemäß ergeben die ersten Messungen zu hohe Werte, wir füllen die Kammer deshalb etwa 10 min vor einer beabsichtigten Meßreihe mit einer beliebigen Blutprobe. Die Meßzelle wird danach mit aqua dest. bis zum Entfernen der sichtbaren Blutreste gereinigt, mit physiologischer Kochsalzlösung nachgespült und anschließend mit der Wasserstrahlpumpe die Flüssigkeit soweit wie möglich abgesaugt. Das zu analysierende Blut wird mit einer Spritze anaerob unter Zusatz von Heparin abgenommen. Auf den Spritzenkonus ziehen wir einen Gumminippel auf, um die Spritze in den Einfüllstutzen

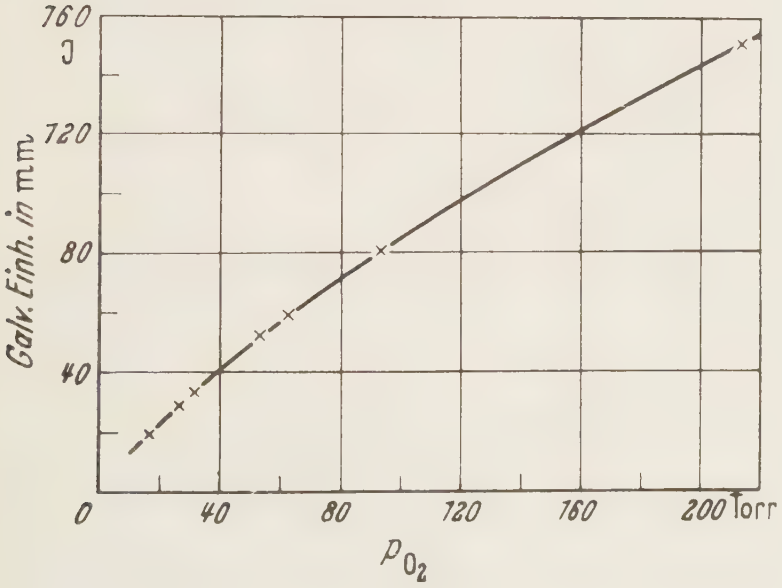

Abbildung 3: Eichkurve mit einer Eindraht-Platinelektrode (0,5 mm ∅) für Rinderblut (mit Heparin ungerinnbar gemacht).
Ordinate: Galvanometereinheiten in mm. Abszisse: 0_2-Druck in Torr. Die zur Aufstellung verwendeten Meßdaten sind in Tab. 1 mitgeteilt.

dicht einsetzen zu können. Bei Stellung a des Hahnes 2 und Stellung c des Hahnes 1 läßt sich das Blut durch Entleeren der Spritze einfüllen. Die Blutsäule sollte knapp unterhalb des Hahnes 1 enden. Um ein Zurückfließen des Blutes zu verhindern, dreht man Hahn 2 in eine Stellung zwischen a und b. Dann wird die Spannung von 0,55 Volt angelegt und gleichzeitig eine Stoppuhr gedrückt. Die Ablesung des Galvanometerausschlages kann etwa nach 30 sec. erfolgen, wir verwenden im allgemeinen den Wert nach 1 min. Nach der Galvanometerablesung wird die Spannung ausgeschaltet und die Kammer wie oben beschrieben mit aqua dest. gereinigt und mit physiologischer Kochsalzlösung nachgespült.

Eichung. 2 - 3 ml Blut werden in Kugeltonometern ca. 15 min bei der Temperatur des zu untersuchenden Patienten bzw. Versuchstieres mit einem Gasgemisch bekannter Zusammensetzung aus einem Gasdruckzylinder äquilibriert. Die Eichpunkte wählt man am zweckmäßigsten im Bereich der zu erwartenden Meßwerte, d.h. für arterielles Blut von Patienten bei Luftatmung etwa 3 - 4 Punkte zwischen 50 und 130 Torr pO_2. Der CO_2-Gehalt der Äquilibriergasgemische soll bei 5 - 7 Vol% liegen. Wenn die Blutproben äquilibriert sind, werden mit einer Pipette, die einen Gumminippel trägt, ca. 0,5 ml Blut aufgesaugt. Einfüllen und Messen geschehen in gleicher Weise wie oben für eine Blutprobe aus der Spritze beschrieben. Aus den, mit den verschiedenen äquilibrierten Blutproben erhaltenen Galvanometerausschlägen und den entsprechenden O_2-Drucken der Äquilibriergase (Berechnung aus dem Barometerstand unter Berücksichtigung der Wasserdampfspannung und dem Prozentanteil des O_2 im Gasgemisch), läßt sich eine Eichkurve aufstellen (Abb. 3) Der unbekannte O_2-Druck einer gemessenen Blutprobe kann auf dieser Eichkurve beim entsprechenden Galvanometerausschlag abgelesen werden.

Ergebnisse

Die meisten Erfahrungen sammelten wir mit Eindrahtelektroden in der in Abb. 1 dargestellten Anordnung. Sie wird seit etwa einem Jahr zur Aufstellung von Eichkurven und zur Messung des O_2-Druckes in arteriellem und venösem Blut vom Menschen, Rind, Schaf, Schwein, Hund und der Ziege verwendet. Die Elektroden wurden im Anwendungsbereich von 4 bis 700 Torr pO_2 geeicht. Dabei erhielten wir einen mittleren Fehler der Einzelmessung (Sxi) von ± 1,0 Torr pO_2 im Bereich von 4 bis 100 Torr pO_2 und von ± 2,5 Torr über 100 Torr pO_2. Tab. 1 zeigt die Meßergebnisse, wie wir sie durchschnittlich erhielten. Zum Teil ist die Genauigkeit größer, zum Teil etwas geringer.

Die Reproduzierbarkeit der Werte über verschiedene Tage wird im Beispiel von Messungen in Rinderblut in Tab. 2 veranschaulicht. Die maximale Differenz der Eichkurven beträgt hier bei 80 Torr pO_2 1,0 Teilstriche, das entspricht etwa 2 Torr pO_2. Die Elektroden hatten bisher eine Gebrauchsdauer von 5 Monaten, jedoch ist anzunehmen, daß sie erheblich größer ist, weil unsere Elektroden durch häufiges Auswechseln mechanisch stark beansprucht wurden. Im Normal-

Tabelle 1: Meßdaten zur Aufstellung einer Eichkurve von Rinderblut (Heparinzusatz). Galvanometerablesung nach 1 min. Die angegebenen Mittelwerte beziehen sich auf die aus allen Meßdaten gezeichnete Eichkurve (Abb. 3). Der auf Grund dieser graphisch bestimmten Mittelwerte errechnete mittlere Fehler der Einzelmessung betrug ± 0,6 Torr.

pO_2 in Torr	16.4	26.2	31.9	53.3	62.3	93.5	214.0
Galv. Einheit. in mm	19.2	29.2	33.4+	52.4	59.0	82.0	150.0
	19.0	30.2++	33.2	52.4	59.2	81.4	151.2
	18.8	29.4	33.8+	52.4	59.6	81.4	151.2
			33.6				
Mittelwert	18.8	29.2	33.6	52.2	59.4	81.6	150.8

+ Die ersten beiden Werte wurden zu Beginn und die letzten beiden am Schluß der Eichung gewonnen.

++ Luftblase in der Meßkammer.

Tabelle 2: Reproduzierbarkeit der Meßwerte über Tage. Galvanometerausschlag bei einem 0_2-Druck von 80,0 Torr, Ablesung nach 1 min, Rinderblut. 1 Galvanometereinheit entspricht 1,8 Torr pO_2 (maximale Abweichung: 2 Torr pO_2).

Tag	13.8.	14.8.	17.8.	18.8.	19.8.	20.8.
Galv. Einheiten in mm	72.0	71.0	71.2	71.8	71.0	71.4

betrieb dürfte das nicht auftreten, weil die Elektroden nicht aus dem Analysengefäß entfernt zu werden brauchen.

Als Meßzeit bewährte sich die Messung nach 1 min Stromfluß. Die Abb. 4 zeigt den Verlauf des Stromflusses bei Blutproben mit verschiedenem 0_2-Druck. Man sieht, daß unter 100 Torr pO_2 auch schon kürzere Stromflußzeiten zur Messung genügen würden. Wir führten auch Messungen durch, bei denen wir noch Ablesungen nach 4 min notierten. Die zeitliche Abnahme des Galvanometerausschlages ist nicht nur von der Höhe des 0_2-Druckes, sondern auch von der Dicke der Überzüge abhängig. Dünne Überzüge zeigen eine größere Ausschlagabnahme in der Zeiteinheit als dicke.

Die Mehrdrahtelektrode unterscheidet sich in ihrer Leistungsfähigkeit nicht von der Eindrahtelektrode. Bei der lezteren erprobten wir Drähte mit 0, 5 und 1, 0 mm ∅. Die 1mm -Elektrode zeigte einen größeren Stromfluß, der etwa der Oberflächenvergrößerung proportional war.

Wir ziehen dicke Überzüge den dünnen vor, weil sie mechanisch widerstandsfähiger, leichter herzustellen sind und dabei eine weniger gekrümmte Eich-

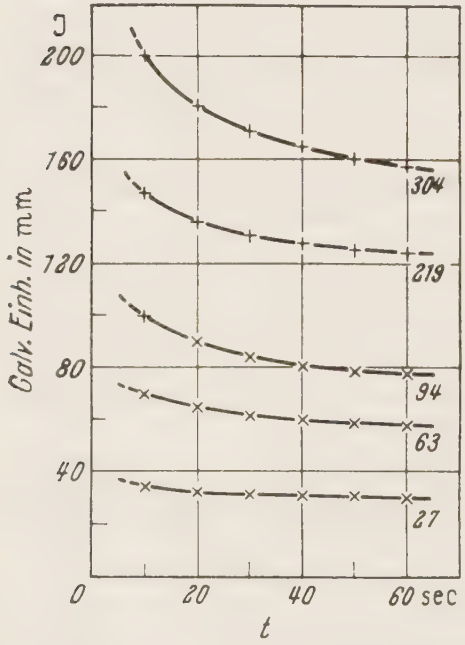

Abbildung 4:

Stromflußzeitkurven für verschiedene 0_2-Drucke (27 - 304 Torr).
Ordinate: Galvanometereinheiten in mm.
Abszisse: Zeit in sec nach Anlegung der Meßspannung von 0, 55 Volt.

kurve ergeben. Die Abb. 5 zeigt die Eichkurve von 0, 5 mm-Elektroden mit Uberzügen verschiedener Dicke.

Ein geringer Einfluß des $C0_2$-Druckes ließ sich nachweisen. Wir fanden, daß bei etwa 20 Torr $pC0_2$-Erhöhung sich eine Fehlmessung von + 1 Torr $p0_2$ ergab (gemessen an der Steigung einer Kurve von Gasgemischen mit variiertem $C0_2$-Druck, im Verhältnis zur Steigung der Eichkurve, die von Gasgemischen mit ca. 45 Torr $pC0_2$ aufgestellt wurde). Die Messung wurde nicht nachweisbar vom Haematokritwert beeinflußt. Wir variierten den Blutzellgehalt von 22% bis 65%.

Tab. 3 gibt eine Zusammenstellung der Meßergebnisse.

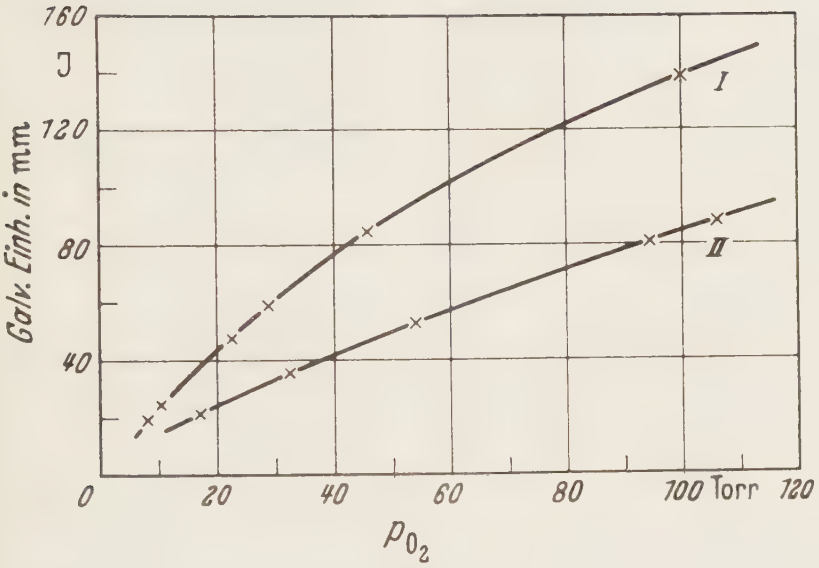

Abbildung 5: Einfluß der Überzugsdicke auf die Form der Eichkurve. I Eichkurve einer Elektrode (0, 5 mm ∅) mit dünnem Uberzug, II Eichkurve derselben Elektrode mit dickem Uberzug. Ordinate: Galvanometereinheiten in mm. Abszisse: 0_2-Druck in Torr.

Um die Fibrinauflagerung auf den Kunststoffüberzug und eine daraus resultierende Empfindlichkeitsminderung der Elektrode zu untersuchen, ließen wir mehrere Stunden lang Blut durch die Kammer fließen. Das Blut wurde durch Heparin ungerinnbar gemacht. Die Durchflußgeschwindigkeit betrug etwa 5 l/Std. Vor Beginn des Versuches und nach Versuchsende stellten wir eine Eichkurve auf. Tab. 4 zeigt die Werte, die unmittelbar vor und nach dem Durchfluß des Blutes gewonnen wurden. Bemerkenswert bei diesem Versuch ist, daß die Ergebnisse mit einer Elektrode erzielt wurden, die einen 6 Monate alten Uberzug trug.

Wichtig für eine große Genauigkeit und Konstanz der Eichkurve ist ein ständiges Aufbewahren der Elektrode in Wasser und das Einfüllen von Blut in die Meß-

Tabelle 3: 0_2- Druckmessung bei unterschiedlichem Blutzellgehalt (Haematokrit 22%, 43% und 66%).

0_2-Druck in Torr	Galvanometerausschlag in mm	
	bei 43% Haematokrit	bei 66% Haematokrit
93,6	41.2 40.0 40.8 41.1 41.1	40.5 42.0 40.2 40.3
32 0	16.8 16.5 16.6 16.5	16.5 16.8 16.5
	bei 43% Haematokrit	bei 22% Haematokrit
62.3	29.8 29.5 29.6	29.0 30.0

Tabelle 4: Galvanometerausschläge bei gleichem Sauerstoffdruck vor und nach mehrstündigem Blutdurchfluß (Strömungsgeschwindigkeit 5 l /Std.

pO_2 in Torr	Galvanometerausschlag in mm					
	vor der Durchströmung			nach Versuchsende		
53.5	33.0	33.3	33.0	33.4	33.5	33.9
144.0	72.5	72.3		71.5	71.8	71.9

kammer ca. 10 min vor Beginn jeder Meßreihe. Die Elektrodenmembran scheint sich dabei im Sinne einer Empfindlichkeitsminderung gegenüber dem Zustand bei Aufbewahrung in Wasser zu verändern.

Diskussion

Wir haben eine Elektrode entwickelt, die bei mindestens gleicher Leistungsfähigkeit wie die seither bekannten Methoden so einfach ist, daß sie in jedem Laboratorium selbst hergestellt werden kann. Die Messung erfolgt in Blutproben, die nicht gerührt zu werden brauchen, die Kunststoffmembran sitzt infolge eines Tauchverfahrens fest auf der Platinoberfläche, so daß die Elektrode Monate ohne Reinigung gebrauchsfähig und die Messung von mechanischen Druckänderungen unabhängig ist. Die Messung ohne Konvektion des Blutes ist möglich, weil die Elektrode erheblich weniger Stromfluß hat, d.h. weniger Sauerstoff reduziert als die Elektrode nach CLARK[4] (Clark-Elektrode). Wir haben auch Experimente mit Konvektion durchgeführt, sahen aber dabei eine ähnliche Abhängigkeit der Meßwerte von der Rührfrequenz, wie sie bei der Clark-Elektrode bekannt ist[17]. Die Fehlerbreite war eher größer als ohne Konvektion. Über die Meßgenauigkeit der Clark-Elektrode wird unseres Wissens nur in zwei Mitteilungen berichtet. Aus der Arbeit von SPROULE et al.[18] kann man entnehmen, daß zwischen 3 und 150 Torr pO_2 der mittlere Fehler der Einzelmessung ca. ± 2 Torr beträgt. KREUZER et al.[8] fanden zwischen 70 und 150 Torr pO_2 einen Wert von ± 4,8 Torr. Unser mittlerer Fehler der Einzelmessung zwischen 4 und 100 Torr pO_2 bewegt sich zwischen ± 0,4 und ± 1,8 Torr pO_2. Hierzu muß jedoch bemerkt werden, daß es sich um eine Auswertung von über Monate andauernden Routineuntersuchungen handelt, bei denen alle auswertbaren, erhaltenen Werte einbezogen wurden. Wenn genügend Zeit zur Verfügung steht und sorgfältig geeicht werden kann, können Ungeübte Messungen mit einem mittleren Fehler der Einzelmessung von ± 1 Torr pO_2 erreichen.

Die geringe Empfindlichkeit der Elektrode gegenüber dem CO_2-Druck im Blut (20 Torr pCO_2-Anstieg ergeben eine Fehlmessung von ± 1 Torr pO_2) ist für die meisten praktischen Belange ohne Bedeutung. Diese Fehlmessung kann, wenn der CO_2-Druck bei der betreffenden Untersuchung mitgemessen wird, korrigiert werden. Auch die Clark-Elektrode ist CO_2-druckabhängig, jedoch sind uns quantitative Angaben nicht bekannt. Diesen Nachteil versucht man neuerdings durch Zusatz von KOH bzw. $NaHCO_3$ in die KCl-Lösung zwischen Platinoberfläche und Membran auszuschalten[16].

Da bei einer Versuchsdauer von mehreren Stunden auf dem Polystyrol-Uberzug keine Fibrinauflagerung nachweisbar war, scheint unsere Elektrode auch für die Messung im strömenden Blut geeignet zu sein. Als Anwendungsmöglichkeit denken wir zum Beispiel an einen Nebenschluß zu einem Herz-Lungen-Automaten zur fortlaufenden Registrierung des Sauerstoffdruckes. Jedoch muß man sich überlegen, ob der apparative Aufwand und die Schwierigkeit der Eichung im strömenden Blut im Verhältnis zu den Ergebnissen steht. Die intermittierende, fortlaufende Messung erlaubt nämlich alle 2 min die Gewinnung eine Eichpunktes, da die Ablesung schon nach 30 sec bis 1 min erfolgen kann und die Reinigung der Kammer und das Einfüllen des Blutes nicht mehr als 1 min erfordern. Zudem benötigt man für eine Probe nur 0,5 ml Blut.

Bei der erzielten, guten Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ist der geringe Nachteil einer wenig gekrümmten Eichkurve, zumal der technische Aufwand der Konvektionserzeugung eingespart wird, in Kauf zu nehmen.

Für Messungen des pO_2 im Coronarvenenblut interessierte uns die Anwendbarkeit der Elektrode zwischen 0 und 20 Torr pO_2. Der mittlere Fehler der Einzelmessung betrug in diesem Bereich ± 0,45 Torr. Die Elektrode ist bereits andernorts zur Messung im Coronarvenenblut angewendet worden[1,2]. Bei Experimenten an Lungenlappen, die von einem Spenderhund über Blutpumpen etwa 3 - 6 Std durchblutet worden waren, haben wir die Methode in 4-wöchigen Versuchen mit Messungen im arterialisierten und venösen Blut routinemäßig erprobt. Bei jedem Versuch wurden etwa 60 - 130 Einzelmessungen durchgeführt. Die Eichkurven zeigten während eines Versuches eine Konstanz, die sich mit der Fehlerbreite der Methode deckte. Dies ist für dieses Experiment besonders bemerkenswert, da hierbei das Blut durch die Blutpumpen, Mischungen des Blutes von zwei Individuen, Zusatz von Blutersatzlösungen und Medikamenten starken physikalischen und chemischen Veränderungen ausgesetzt war[2].

Zusammenfassung

Eine Platinelektrode mit Kunststofftauchüberzug zur Messung des Sauerstoffdruckes im Vollblut wird beschrieben. Die Methode wurde im Bereich von 4 bis 700 Torr pO_2 erprobt, hat eine Genauigkeit von maximal ± 0,4 Torr pO_2

mittlerem Fehler der Einzelmessung. Im Routinebetrieb ist ein mittlerer Fehler der Einzelmessung von ± 1 Torr pO_2 erreichbar. Die Messung dauert 30 bis 60 sec. Die Elektrode ist in Herstellung und Anwendung einfach. Sie wurde schon mehrfach erfolgreich angewendet.

Literaturverzeichnis

1 BARTELS, H. : Potentiometrische Bestimmung des Sauerstoffdruckes im Vollblut mit der Quecksilbertropfelektrode. Pflügers Arch. ges. Physiol. 254, 107 (1951).

2 BARTELS, H., W. LOCHNER, M. NASSERI u. W. REINHARDT: In Vorbereitung

3 BOHR, C. : Über die Lungenathmung. Skand. Arch. Physiol. 2, 263 (1891).

4 CLARK, L.C. : Monitor and control of blood and tissue oxygen tension. Tr. Soc. for Art. Int. Organs 2, 41 (1956)

5 CLARK, L.C., R. WOLF, D. GRANGER and Z. TAYLOR: Continuous recording of blood oxygen tensions by polarography. J. appl. Physiol. 6, 189 (1953).

6 DRENCKHAHN, F.O. : Über eine Methode zur Messung des Sauerstoffdruckes im Blut mit der Platin-Kathode. Pflügers Arch. ges. Physiol 262, 169 (1956).

7 FREDERICQ, L. : Über die Tension des Sauerstoffes und der Kohlensäure im arteriellen Peptonblute. Zbl. Physiol. 7, 33 (1893).

8 KREUZER, F., T. R. WATSON an J. M. Ball: Comparative measurements with a new procedure for measuring the blood oxygen tension in vitro. J. appl. Physiol. 12, 65 (1958).

9 KROGH, A. : Some new methods for the tonometric determination of gas tensions in fluid. Skand. Arch. Physiol. 20, 259 (1908).

10 KROGH, A. : On the combination of haemoglobin with mixtures of oxygen and carbonic oxide. Skand. Arch. Physiol. 23, 217 (1910).

11 LAUE, D. : Ein neues Tonometer zur raschen Äquilibrierung von Blut mit verschiedenen Gasdrucken. Pflügers Arch. ges. Physiol, 254, 142 (1951).

12 LOCHNER, W., u. M. NASSERI: In Vorbereitung.

13 MOCHIZUKI, M., u. H. BARTELS: Amperometrische Messung des 0_2-Druckes im Vollblut mit der blanken Platinelektrode. Pflügers Arch. ges. Physiol. 261, 152 (1955).

14 NUSSBAUM, M. : Fortgesetzte Untersuchungen der Athmung der Lunge. Pflügers Arch. ges. Physiol. 7, 296 (1873).

15 RILEY, R.L., D.D. PROEMMEL and R. E. FRANKE: A direct method for determination of oxygen and carbon dioxide tension in blood. J. biol. Chem. 161, 621 (1945).

16 SEVERINGHAUS, J.W. : Persönliche Mitteilung.

17 SEVERINGHAUS, J.W., and A.F. BRADLEY: Electrodes for blood $p0_2$ and $pC0_2$ determination. J. appl. Physiol. 13, 515 (1958).

18 SPROULE, B. J., W. F. MILLER, I.E. CUSHING and S. B. CHAPMAN: An improved polargraphic method for measuring oxygen tension in whole blood. J. appl. Physiol. 11, 365 (1957).

19 STRASSBURG, G. : Die Topographie der Gasspannungen im thierischen Organismus. Pflügers Arch. ges. Physiol. 6, 65 (1872).

20 WIESINGER, K. : Die polarographische Messung der Sauerstoffspannung des Blutes. Helv. physiol. pharmacol. Acta (Suppl). VII (1950).

21 WOLFFBERG, S. : Über die Spannung der Blutgase in den Lungencapillaren. Pflügers Arch. ges. Physiol. 4, 465 (1871).

22 WOLFFBERG, S. : Über die Athmung der Lunge. Pflügers Arch. ges. Physiol. 6, 23 (1872).

Druck: Heidelberger Reprographie A. Grosch